

MEDICAL IMAGE PROCESSOR

Publication number: JP2000051207 (A)

Publication date: 2000-02-22

Inventor(s): YANAGIDA YUJI

Applicant(s): TOKYO SHIBAURA ELECTRIC CO

Classification:

- international: A61B5/00; A61B5/055; A61B6/03; G06F19/00; G06Q50/00; G06T1/00; A61B5/00; A61B5/055; A61B6/03; G06F19/00; G06Q50/00; G06T1/00; (IPC1-7): A61B6/03; A61B5/00; A61B5/055; G06F19/00; G06T1/00

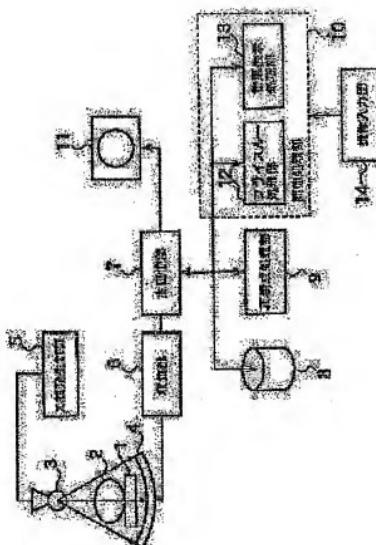
- European:

Application number: JP19980229050 19980813

Priority number(s): JP19980229050 19980813

Abstract of JP 2000051207 (A)

PROBLEM TO BE SOLVED: To facilitate the imaging diagnosis by displaying the three-dimensional coordinate distribution chart of the tube thickness of a tube structural tissue. **SOLUTION:** A fly-through processing part 12 forms a three-dimensional tomographic image based on plural tomographic image stored in a data storing part 8 and displays this on a display part 11. An operator inputs the CT values of a view point, a tube-direction vector and a tube structural tissue to the desired tube structural tissue of the three-dimensional tomographic image by using an operation input part 14. A tube thickness displaying processing part 13 fetches information on a surface vertical to the extending direction of the tube structural tissue from the view point from a main storing part 7 and obtains the width (tube thickness) of a set CT value on each vertical surface by calculation in the range of 0 deg. to 360 deg.. The three-dimensional coordinate distribution chart expressing each angle, a position corresponding to the extending direction of the tube and the width (tube thickness) of the CT value on three-dimensional coordinates is prepared and this is displayed on the part 11. Thus, lesion part can easily be found.



Data supplied from the esp@cenet database — Worldwide

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2000-51207

(P2000-51207A)

(43)公開日 平成12年2月22日(2000.2.22)

(51)Int.Cl.¹
 A 6 1 B 6/03 3 6 0
 5/00
 5/055
 G 0 6 F 19/00
 G 0 6 T 1/00

F I
 A 6 1 B 6/03 3 6 0 G 4 C 0 9 3
 5/00 D 4 C 0 9 6
 5/05 3 8 0 5 B 0 5 7
 G 0 6 F 15/42 Z
 15/62 3 9 0 B

審査請求 未請求 請求項の数6 OL (全8頁)

(21)出願番号 特願平10-229050

(22)出願日 平成10年8月13日(1998.8.13)

(71)出願人 000003078
 株式会社東芝
 神奈川県川崎市幸区堀川町72番地
 (72)発明者 柳田 純司
 栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会
 社東芝都須工場内
 (74)代理人 100083806
 弁理士 三好 秀和 (外3名)

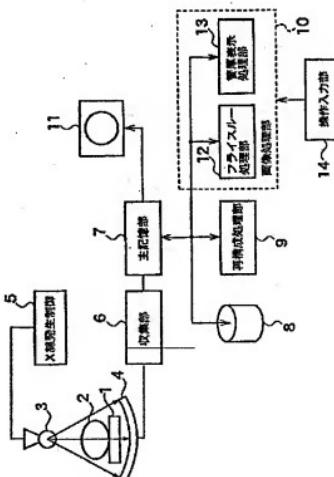
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 医用画像処理装置

(57)【要約】

【課題】 管構造組織の管厚の三次元座標分布図を表示し画像診断を容易化する。

【解決手段】 フライスルーツリューム部12が、データ保存部8に記憶されている複数の断層画像に基づいて3次元断層画像を形成し、これを表示部11に表示する。操作者は、操作入力部14を用いて、前記3次元断層画像の所望の管構造組織の視点、管方向ベクトル及び管構造組織のCT値の入力をう。管厚表示処理部13は、前記視点から管構造組織の伸びる方向に垂直な面の情報を主記憶部7より取り込み、演算により各垂直面での設定CT値の持つ幅(管厚)を $0^\circ \sim 360^\circ$ の範囲で求め。そして、各角度、管の伸びる方向に対応する位置、CT値の幅(管厚)を三次元座標上に表した三次元座標分布図を作成し、これを表示部11に表示する。これにより、病変部を容易に発見可能とすることができる。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 被検体の断層画像情報が記憶された記憶手段と、
被検体の所望の組織のパラメータを設定するためのパラ
メータ設定手段と、
前記パラメータ設定手段で設定されたパラメータに対応
する断層画像情報を前記記憶手段から読み出し、この読み
出した断層画像情報の情報値の三次元座標分布図を形成
して表示手段に表示する三次元座標分布図形成手段と
を有することを特徴とする医用画像処理装置。

【請求項2】 前記パラメータ設定手段は、所望のパラ
メータとして管構造組織の情報値と共に、管構造組織が
形成されている方向を示す管方向ベクトルを設定するも
のであり、

前記三次元座標分布図形成手段は、前記パラメータ設定
手段で設定された管方向ベクトルに対して略垂直な各面の
前記情報値を記憶手段から取り込み、この取り込んだ
管構造組織の情報値に基づいて、管構造組織上の位置及
び管厚を示す三次元座標分布図を形成することを特徴と
する請求項1記載の医用画像処理装置。

【請求項3】 前記パラメータ設定手段は、所望のパラ
メータとして管構造組織の情報値、管構造組織が形成され
ている方向を示す管方向ベクトルと共に、管構造組織の
管径の予測値を設定するものであり、

前記三次元座標分布図形成手段は、前記パラメータ設定
手段で設定された管方向ベクトルに対して略垂直な各面の
前記情報値を記憶手段から取り込み、各垂直面と管方
向ベクトルとの交点を中心とする、前記管径の予測値に
対応する円内における、前記記憶手段から取り込んだ管
構造組織の情報値に基づいて、管構造組織上の位置及び
管厚を示す三次元座標分布図を形成することを特徴と
する請求項1記載の医用画像処理装置。

【請求項4】 前記パラメータ設定手段は、所望のパラ
メータとして管構造組織の情報値、及び三次元座標分布
図を形成する管構造組織の範囲を示す始点及び終点を設
定するものであり、
前記三次元座標分布図形成手段は、前記パラメータ設定
手段で設定された始点及び終点の間を一つ或いは複数の
管方向ベクトルで結び、この各管方向ベクトルに対して
略垂直な各面の前記情報値を記憶手段から取り込み、こ
の取り込んだ管構造組織の情報値に基づいて、管構造組
織上の位置及び管厚を示す三次元座標分布図を形成する
ことを特徴とする請求項1記載の医用画像処理装置。

【請求項5】 前記三次元座標分布図形成手段は、前記
パラメータ設定手段で設定された始点及び終点の間を、
管構造組織の中心に沿った一つ或いは複数の管方向ベ
クトルで結ぶことを特徴とする請求項4記載の医用画像処
理装置。

【請求項6】 前記記憶手段に記憶されている複数の断
層画像情報は、X線CT装置における撮影により形成さ

れたX線CT画像情報をすることを特徴とする請求項1
～請求項5のうち、いずれか1項記載の医用画像処理装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は、例えばX線CT装
置や核磁気共鳴装置(MRI装置)等の断層画像撮影装置
により撮影された被検体の3次元ボリュームデータに基づ
いて、管構造組織等の3次元画像を表示する画像診断
システム等に設けて好適な医用画像処理装置に適し、特
に管構造組織の位置に応じた管厚を示す三次元座標分布
図を表示することで組織異常部位の発見の容易化等を図
れた医用画像処理装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 従来より、被検体である患者の体外周より
例えはX線を照射し、この被検体を透過したX線を検
出して電気信号に置き換え、その置き換えた電気信号を
再構成処理することによって生体の断面画像を構築する
X線CT装置が、診断の分野で利用されている。

【0003】 本來、このX線CT装置により得られる断
面像は二次元像に過ぎないが、X線を照射する被検体の
断面を少しずつ移動させて複数の断面画像を生成し、これ
ら複数の断面画像のうちそれぞれ隣接する断面画像間の
データを補することによって三次元画像情報を得る
ような方法や、被検体の体外周からのX線の照射に合わせ
て、被検体の乗った寝台を並行運動させることで、当該被
検体に対して螺旋状にX線を照射し、その被検体から
の透過X線を検出した電気信号から三次元画像情報を
作り出す方法等が実用化されている。その他にも、X線
を照射する被検体表面側を移動させるのではなく、被
検体の体軸方向に分布を持つ二次元X線検出器を使用し、
当該二次元検出器によって、被検体を透過したX線を二
次元的に検出することにより、三次元画像情報を作り出
す方法も提案されている。

【0004】 これら被検体の透過X線を検出して生成した
電気信号に基づいて、或いは断面画像間のデータ補間
によって三次元画像情報を作成するような処理は、演算
装置(CPU)を用いて行われるが、近年ではコンピュー
タ技術の急速な発展により、これらの演算に要する処理
時間が短縮され、操作者(技師・医師)の希望する視点
からの三次元画像情報を即座に作成しモニタ装置上に表
示させることができるとなっており、これは「フライスル
ー表示」と呼ばれて実用化されている。このフライスル
ー表示を用いることで、言わば飛ぶ蠅の視野で捉えた体内
の三次元画像を表示することができる。

【0005】 具体的には、このフライスルーブ表示を行う
画像診断システムは、図7に示す構成を有している。こ
の図7において、X線管5.2及び円弧状のX線検出器5
.4は、相対する位置関係を維持した状態で被検体(患者)
5.3の体軸を中心に回転するようになっており、X

線発生制御部51は、図示しない操作入力部による操作者からの設定入力値に応じた管電圧(kV)及び管電流(mA)でX線管52を曝射駆動する。この際、X線の曝射に合わせて被検体53が設置された寝台55を体軸方向に移動させる。これにより、被検体53に対して螺旋状にX線の曝射が行われることとなる(ヘリカルスキャン)。

【0006】X線検出器54は、被検体53を透過したX線を検出し、これを電気信号に置き換え、これを収集部56に供給する。収集部56は、X線検出器54から供給された電気信号を投影データとして収集し、これを主記憶部57を介してデータ保存部(データベース)58及び再構成処理部59に供給する。なお、主記憶部57は、現在撮影中の投影データやデータ保存部56から読み出されたデータ等を一時的に記憶し、データ保存部56は過去の複数の投影データやこの投影データに基づいて再構成された断面画像データを保存するものである。

【0007】再構成処理部59は、主記憶部57或いはデータ保存部58に記憶されている投影データに基づいて、例えばコンポリューションフィルタを用いた、いわゆるフィルタード・バックプロジェクション法に基づいて、指定された任意の断面位置の断面画像を画像再構成し、これを表示部61及びデータ保存部58に供給する。これにより、任意の断面位置の断面画像が表示部61に表示され、また、データ保存部58に格納されることがある。

【0008】次に、フライスルーブ表示により診断を行う場合は、図示しない操作入力部から操作者によるフライスルーブ表示の開始指示がなされ、これによりデータ保存部58に格納されている断面画像データが三次元画像情報として主記憶部57に取り込まれる。さらに、操作者により操作入力部から任意の視点・視線方向が指定入力されると、フライスルーブ処理部60は、主記憶部57から必要なデータを取り込み、該指定された視点・視線方向における図8に示すような三次元画像を作成し、表示部61上に表示する。

【0009】その後、操作入力部上の図示しないポインティングデバイス(例えばマウスを装置等)により、操作者から移動指示入力がなされると、フライスルーブ処理部60は、これに同期して必要なデータを主記憶部57から取り込み、即座に新たな三次元画像を作成し表示部61上の画像を更新表示する。これにより、表示部61の表示画面上ではその移動指示入力に応じて視点・視線の移動がなされ、被検体内的管腔内を飛ぶ縄の視点から見たようなフライスルーブ表示が実現されることとなる。

【0010】

【発明が解決しようとする課題】しかし、フライスルーブ表示は、図8に示すように任意の一視点から三次元的に捉えた組織表面の画像を表示することを目的としている

ため、従来の医用画像処理装置において二次元画像より得ていた、組織の厚み等の断面画像上の位置情報は、依然として視点に最も近傍の二次元断面(表示されているフライスルーブ三次元画像の最も手前の画像、図8中斜線で示す管断面の画像)についてしか情報が得られず、これらについての三次元情報は同時に表示部61の表示画面上に表示することができないという問題点があつた。

【0011】大方の場合、管構造組織の厚みはどの位置でも略々同じ厚みを有しており、病変部が存在すると、その病変部分の厚みが例えば厚くなる等の症状が現れる。従って、管構造組織が形成されている方向に沿った各位置の管厚を一括して表示することができれば、病変部分を認識、発見し易くすることができ、医師等における画像診断に大きく貢献することができる。

【0012】本発明はこのような課題及び観点からなされたものであり、指定されたパラメータの三次元座標分布図を表示して、管構造組織等の診断に貢献することができるよう医用画像処理装置の提供を目的とする。

【0013】

【課題を解決するための手段】本発明に係る医用画像処理装置は、上述の課題を解決するための手段として、被検体の断層画像情報が記憶された記憶手段と、被検体の所望の組織のパラメータを設定するためのパラメータ設定手段と、前記パラメータ設定手段で設定されたパラメータに対応する断層画像情報を前記記憶手段から読み出し、この読み出した断層画像情報の情報値の三次元座標分布図を形成して表示手段に表示する分布図形成手段とを有する。

【0014】このような本発明に係る医用画像処理装置は、記憶手段内に、例えばX線CT装置で撮影された断層画像情報や、MR1装置で撮影された断層画像情報が記憶されている。ユーザは、パラメータ設定手段を用いて、例えば管構造組織を所望のパラメータとして指定する。具体的には、このパラメータは、記憶手段に記憶されている断層画像情報がX線CT装置で撮影されたものである場合は管構造組織のCT値となり、また、記憶手段に記憶されている断層画像情報がMR1装置で撮影されたものである場合は管構造組織のプロトン値となる。

【0015】パラメータが指定されると、分布図形成手段は、そのパラメータに対応する断層画像情報の情報値である、例えば前記CT値の断層画像情報を記憶手段から読み出し、この読み出した断層画像情報のCT値の三次元座標分布図を形成して表示手段に表示する。

【0016】これにより、例えば管構造組織の形成方向に沿った厚み等の三次元座標分布図を表示手段に表示することができ、医師等における管構造組織等の診断等に貢献することができる。

【0017】

【発明の実施の形態】以下、本発明に係る医用画像処理

装置の好ましい実施の形態について図面を参照しながら詳細に説明する。

【0018】〔第1の実施の形態〕

〔第1の実施の形態の構成〕本発明に係る医用画像処理装置は、例えば図1に示すようなX線CTシステムに適用することができる。この本発明の第1の実施の形態となるX線CTシステムは、いわゆる第3世代と呼ばれるX線CT装置を備えるシステムであり、相対向する位置関係を保持した状態で寝台1に載置された被検体2の体軸を中心として回転架台内を回転するX線管3及び円弧状のX線検出器4と、操作者（技師・医師）により指定された管電圧（kV）及び管電流（mA）でX線管3を駆動するX線発生制御部5とを有している。

【0019】また、このX線CTシステムは、X線検出器4で形成された投影データを収集する収集部6と、現在撮影中の投影データ等を一時的に記憶する主記憶部7と、過去の複数の投影データ及び断面画像データを保存するデータ保存部8と、主記憶部7やデータ保存部8に記憶された投影データに基づいて、例えばフィルタード・バックプロジェクション法により断面画像を再構成する再構成処理部9とを有している。

【0020】また、このX線CTシステムは、主記憶部7に記憶された断面画像データに基づいて、フライスルーバー表示用の三次元画像を形成するフライスルーツリューティング部12、及び操作者により例えば管構造組織の管厚がパラメータとして指定された場合に、主記憶部7に記憶された断面画像データに基づいて管厚の三次元座標分布図を形成する管厚表示処理部13を備える画像処理部10と、撮影された断層画像やフライスルーバー表示及び管厚の三次元座標分布図等を表示する表示部11と、X線管3の管電圧、管電流の設定や、フライスルーバー表示や三次元座標分布表示の指定、及び三次元座標分布表示を行うパラメータの入力等を行うための操作入力部14とを有している。

【0021】なお、X線検出器4としては、被検体3の体軸に直交する方向であるスライス方向にX線検出素子を並設して形成された1列の検出器列を有するシングルスライス用のX線検出器、前記検出器列を体軸方向に複数列分有するマルチスライス用のX線検出器のいずれを用いるようにしてもよい。

【0022】〔第1の実施の形態の動作〕次に、このような構成を有する当該第1の実施の形態のX線CTシステムの動作説明をする。

【0023】（通常の撮影及び表示動作）まず、被検体2の所望の部位の撮影時になると、X線管2は、X線発生制御部1により操作者により操作入力部14を介して設定された管電圧（kV）及び管電流（mA）で駆動され、寝台1上の被検体2の体軸を中心に回転しながら、該被検体3にX線を照射する。このとき、X線の曝射に合わせて寝台1は被検体3の体軸方向に移動される。X

線管2と被検体3を挟んで相対向する位置関係を保持しながら回転する円弧状のX線検出器4は、被検体3を透過したX線を検出し、電気信号である投影データに変換する。これにより、被検体3に対して螺旋状に曝射されたX線に対応する投影データがX線検出器4で形成されることとなる（ヘリカルスキャン）。このヘリカルスキャンによりX線検出器4で形成された投影データは収集部6に供給され収集される。

【0024】なお、この例では、連続的に寝台1を移動させて撮影を行うヘリカルスキャンを用いて投影データの収集を行うこととしているが、これは、断続的に寝台1を移動させて1回転ずつ投影データの収集を行うようにもよい。

【0025】収集部6で収集された投影データは、主記憶部7を介してデータ保存部8に格納されるとともに、再構成処理部9に供給される。再構成処理部9は、主記憶部7、或いはデータ保存部8に記憶されている投影データに基づいて画像再構成処理を行い、操作者により指定された部位の断面画像を形成し、この断面画像データをデータ保存部8に供給すると共に表示部11に供給する。これにより、断面画像データがデータ保存部8に格納されると共に、該断面画像データに対応する断面画像が表示部11に表示されることとなる。

【0026】（フライスルーバー表示動作）次に、操作者により操作入力部14を介してフライスルーバー表示が指定されると、データ保存部8に格納されている断面画像データが三次元画像情報として主記憶部7に取り込まれる。画像処理部10のフライスルーツリューティング部12は、主記憶部7から必要なデータを取り込み、操作入力部14を介して操作者から入力された任意の視点・視線方向、若しくはデフォルト値として指定されている視点・視線方向での三次元画像を作成し、この三次元画像を表示部11上に表示させる。

【0027】次に、操作者から操作入力部14に設けられているポインティングデバイス等（例えばマウス装置等）によって視点・視線を表示部11上で移動させるための移動指示入力がなされると、フライスルーツリューティング部12は、これに同期して必要なデータを主記憶部7から取り込み、即座に新たた三次元画像を作成し表示部11上の画像を更新していく。これにより、表示部11の表示画面上ではその移動指示入力に応じて視点・視線の移動に対応する三次元画像の表示がなされ、被検体3内の管腔内を飛ぶ蝶の視点から見たようなフライスルーバー表示が実現されることになる。

【0028】（三次元座標分布表示動作）次に、操作者により操作入力部14を介して三次元座標分布表示が指定され所定のパラメータの入力がなされると、画像処理部10は、この入力されたパラメータに基づいて、三次元座標分布図を作成し、これを表示部11に表示する。

【0029】具体的には、例えば前述のフライスルーバー表

示により被検体3内の管構造組織の三次元画像を表示中にその管構造組織の管厚を知りたい場合、操作者は、操作入力部14を操作して、図2に示すようにその管構造組織の視点、管の伸びる方向（管方向ベクトル）、管構造組織のCT値を前記パラメータとして入力する。CT値は、骨や血管等でそれぞれ異なる固有の値を示すため、この場合、管構造組織のCT値を入力することとなる。

【0030】管厚表示処理部13は、このパラメータの入力がなされると、視点から管の伸びる方向に垂直な面の情報を主記憶部7より取り込み、演算により各垂直面での設定CT値の持つ幅（管厚）を各角度毎に求める。すなわち、図3に示すように管方向ベクトルに垂直な全ての面で管壁の厚さdをCT値に基づいて $d = 0 \sim 360^\circ$ の範囲で求める。そして、図4に示すように各角度、管の伸びる方向に対応する位置、CT値の幅（管厚）を三次元座標上に表した三次元座標分布図を作成し、これを表示部11に表示する。

【0031】これにより、操作者は、目的とする管構造組織の各位置における管壁を、表示部11に表示された三次元座標分布図により一括して把握することができる。このため、例えば同一組織の他の部位と比べて異常な値を示す部分が含まれているようなときには、これを容易に発見可能と/orすることができ、医師等における画像診断の容易化に対して大きく貢献することができる。

【0032】【第2の実施の形態】次に、本発明の第2の実施の形態について説明する。上述の第1の実施の形態のX線CTシステムは、所定のパラメータとして入力された視点、管方向ベクトル及び管構造組織のCT値に基づいて管厚の三次元座標分布表示を行うものであったが、この第2の実施の形態のX線CTシステムは、視点、管方向ベクトル、管構造組織のCT値、及び管構造組織の管径の予測値に基づいて管厚の三次元座標分布表示を行うことで、同一平面内に複数の同一組織による管構造組織が存在していた場合でも、目的とする管構造組織の管厚の三次元座標分布図を正確に表示可能としたものである。なお、上述の第1の実施の形態とこの第2の実施の形態とは、この点のみが異なるため、以下、この差異の説明のみを行い重複説明を省略することとする。

【0033】すなわち、この第2の実施の形態のX線CTシステムにおいては、操作者は、操作入力部14を操作することで、図5に示すような視点、管方向ベクトル、管構造組織のCT値と共に、三次元座標分布図を表示する管構造組織の管径の予測値の入力を用いる。

【0034】画像処理部10は、この各パラメータの入力が行われると、管方向ベクトルに垂直な面の情報を主記憶部7より取り込み、各垂直面と管方向ベクトルの交点を中心として管径の予測値により作られる円内における、前記設定されたCT値の持つ幅を各角度毎に演算に

より求める。そして、図4に示したように各角度、管の伸びる方向での位置、CT値の幅（管厚）を示す三次元座標分布図を作成し、表示部11に表示する。

【0035】これにより、操作者は、目的とする管構造組織の各位置における管厚を、表示部11に表示された三次元座標分布図により一括して把握することができ、上述の第1の実施の形態のX線CTシステムと同じ効果を得ることができる。また、予め管径の予測値を設定するようしているため、同一平面内に複数の同一組織による管構造が存在していた場合でも、目的とする管構造組織の管厚の三次元座標分布図を正確に表示することができる。

【0036】【第3の実施の形態】次に、本発明の第3の実施の形態について説明する。上述の各実施の形態のX線CTシステムは、パラメータの一つとして直線的な管方向ベクトルの入力をを行うようになっており、この管方向ベクトルに対して垂直となる面に基づいて管厚を示す三次元座標分布図を作成するようになっている。このため、管構造組織が屈曲したものであると、その屈曲部分等に直線的な管方向ベクトルを正確に設定する困難となり、作成される三次元座標分布図の正確性に支障を来す。

【0037】この第3の実施の形態のX線CTシステムは、三次元座標分布図を作成する管構造組織の始点及び終点が設定されると、この始点及び終点の間を結ぶ複数の直線的な管方向ベクトルを自動的に設定し、この各管方向ベクトルにそれぞれ対応する各垂直面に基づいて三次元座標分布図を作成することで、管構造組織が屈曲している場合でも、管方向ベクトルを正確に設定し、正確な三次元座標分布図を作成可能としたものである。なお、上述の各実施の形態とこの第3の実施の形態では、この点のみが異なるため、以下、この差異の説明のみを行い重複説明を省略することとする。

【0038】すなわち、この第3の実施の形態のX線CTシステムでは、操作者が操作入力部14を操作して上述のフライスルーアー表示されている管構造組織の管の中心が表示部11の表示画面中心に位置するように表示設定すると共に、三次元座標分布表示を行う管構造組織の始点、及び管構造組織のCT値を設定する。そして、ボイントティングデバイス等を操作して上述のフライスルーアーの視点移動と同様の操作で、図6に示すように表示中心を管構造組織が形成される方向に沿って移動させ、所望の箇所で終点の設定を行う。

【0039】管厚表示処理部13は、この始点及び終点の設定がなされると、この始点から終点に至るまでの間を、管構造組織の中心を通る直線的な複数の管方向ベクトルで結ぶ。すなわち、管厚表示処理部13は、図6に示すように、まず、始点から管構造組織の中心を通る直線的な管方向ベクトルを形成するのであるが、管構造組織が屈曲している場合、この直線的な管方向ベクトルの

先端は管壁に突き当たることとなる。管厚表示処理部13は、管方向ベクトルの先端が管壁に突き当たると、この管方向ベクトルを管構造組織の中心を外れる直前の中心上の位置を新たな管方向ベクトルの始点とし、この新たな始点から新たな管方向ベクトルを管構造組織の中心に沿って形成する。そして、この動作を前記始点から終点まで繰り返し行うことで、始点から終点に至るまでの間を、管構造組織の中心を通る直線的な複数の管方向ベクトルで結ぶ。これにより、管構造組織が屈曲している場合においても、この形状に対応して管方向ベクトルを設定することができる。

【0040】次に、管厚表示処理部13は、図6中斜線で示すように各管方向ベクトルに垂直な各面について、設定されたCT値の幅を、上述の第1の実施の形態と同様に各管方向ベクトルを中心とした各角度毎に演算により求め、各角度、経路上の位置、CT値の幅(管厚)を三次元座標上に表した三次元座標分布図(図4参照)を作成し、これを表示部11に表示する。

【0041】これにより、操作者は、管構造組織が屈曲している場合においても、目的とする管構造組織の各位置における管壁を、表示部11に表示された三次元座標分布図により一括して把握することができ、上述の第1の実施の形態のX線CTシステムと同じ効果を得ることができる。

【0042】また、始点設定後に、フライスルービー表示により管構造組織の形状に沿って視点を移動し、所望の箇所で終点を設定するだけで、この始点及び終点の間に複数の直線的な管方向ベクトルが自動的に設定されるため、管構造組織が屈曲している場合でも正確に管方向ベクトルの設定を行なうことができる。従って、設定される管方向ベクトルが正確であることから、作成される三次元座標分布図も正確なものとすることができる。

【0043】なお、この第3の実施の形態の説明では、始点から終点に至るまでの間を、管構造組織の中心を通る直線的な複数の管方向ベクトルで結ぶこととしたが、これは、直線的な管方向ベクトルを管構造組織の管壁に突き当たった際に、この突き当たった管壁上の箇所を新たな管方向ベクトルの新たな始点とし、この新たな始点から管構造組織の中心を通る新たな管方向ベクトルを形成する動作を繰り返し行うことで、前記始点から終点に至るまでの間を管方向ベクトルで結ぶようにしてもよい。

【0044】この場合、管構造組織の中心を外れた位置から管壁までの間の管方向ベクトルに基づいて形成される各垂直面は、多少不正確なものとなり、管厚の三次元座標分布図の正確性の面でも多少劣ることとなるが、この反面、始点から終点に至るまでの間を管方向ベクトルで高速に結ぶことができるため、該三次元座標分布図の高速表示を可能とすることができます。従って、三次元座標分布図の正確性を必要とする場合と、三次元座標分布

図の高速表示を必要とする場合とで、両者を操作者により選択可能とすることで、当該X線CTシステムを、より有用なものとすることができます。

【0045】以上の説明から明らかなように、本発明の各実施の形態のX線CTシステムは、データ保存部8に格納された三次元画像情報から、目的とする腸や血管といった生体内管構造に対して管壁など知りたい情報のCT値の分布図を、視点から管の各断面について作成して表示することにより、すなわち、高速に3次元情報を収集できるボリュームCTの利点を生かし、そこで得られる3次元情報で組織表面を基準として組織の厚さ方向をパラメータとして同一平面状に表示する方法を採用することにより、従来では、ある一断面でしか捉えることができなかつた組織断面情報を空間的に把握することが可能となり、通常急激な厚み変化を持たない組織(血管壁など)の肥厚状態や病変部の組織変性状態を周囲組織と比較して捉えることを可能とすることができます。そのため、操作者(技師・医師)は、同一組織の他の部位と比べて異常な値を示す部分が含まれていることを容易に見出すことができ、正確な画像診断を容易に行なうことが可能となる。

【0046】なお、上述の各実施の形態の説明では、本発明に係る医用画像処理装置をX線CTシステムに適用することとしたが、これは、核磁気共鳴装置(MRI装置)等の他の断層撮影装置に適用してもよい。この場合、パラメータとして前記CT値の代わりにプロトン値を入力することとなる。

【0047】最後に、上述の各実施の形態は、本発明の適用形態の一例である。従って、本発明は上述の各実施の形態に限定されることなく、本発明に係る技術的思想を逸脱しない範囲であれば、設計等に応じて種々の変更が可能であることは勿論である。

【0048】

【発明の効果】 本発明に係る医用画像処理装置は、指定されたパラメータの三次元座標分布図を表示することができる。このため、例えば管構造組織の厚み分布を表示して他とは厚みの異なる病変部を発見し易くすることができ、医師の画像診断に大きく貢献することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明に係る医用画像処理装置を適用した第1の実施の形態となるX線CTシステムのブロック図である。

【図2】 前記第1の実施の形態のX線CTシステムにおいて、管厚の三次元座標分布図を表示させるために入力する、視点、管方向ベクトル及び管構造組織のCT値の各パラメータを説明するための図である。

【図3】 前記視点、管方向ベクトル及び管構造組織のCT値の各パラメータを説明するための図である。

【図4】 前記各パラメータに基づいて形成され表示される三次元座標分布を示す図である。

【図5】本発明の第2の実施の形態となるX線CTシステムにおいて、管厚の三次元座標分布図を表示させるために入力する、視点、管方向ベクトル、管構造組織のCT値、及び管径の予測値の各パラメータを説明するための図である。

【図6】本発明の第3の実施の形態となるX線CTシステムにおいて、管厚の三次元座標分布図を表示させるために入力する視点及び終点を示す図である。

【図7】フライスルーポジションを実現する従来のX線CTシステムにおける構成図である。

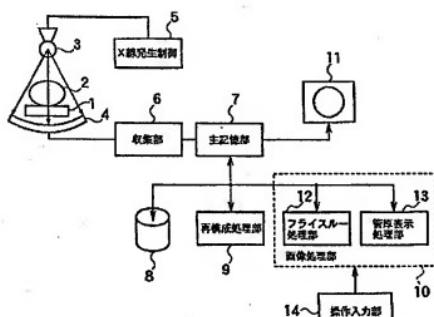
* システムのブロック図である。

【図8】フライスルーポジションを示す図である。

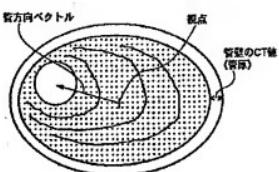
【符号の説明】

1…寝台、2…被検体、3…X線管、4…X線検出器、
5…X線発生制御部、6…収集部、7…主記憶部、8…
データ保存部、9…再構成処理部、10…画像処理部、
11…表示部、12…フライスルーポジション処理部、
13…管構造組織表示部、14…操作入力部

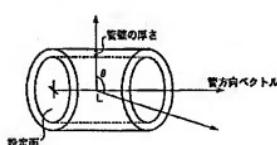
【図1】



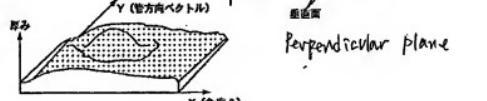
【図2】



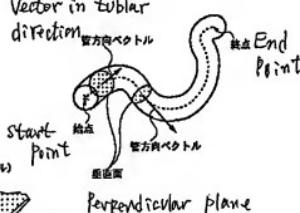
【図3】



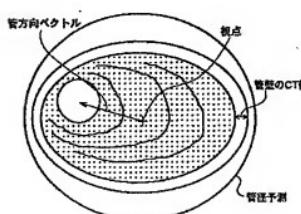
【図4】



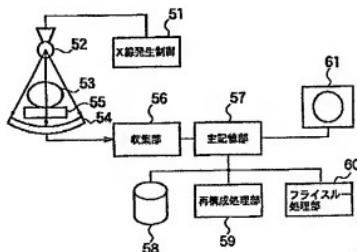
【図6】



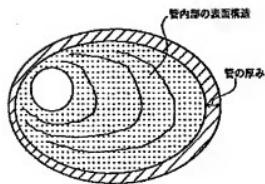
【図5】



【図7】



【図8】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C093 AA22 AA26 BA03 BA08 BA10
CA50 EB17 EB18 ED07 EE01
FE06 FF17 FF22 FF42 FG05
FG13 FG16
4C096 AB50 DC20 DC23 DC36 DD09
DD13 DD16
5B057 AA08 AA09 BA07 BA23 CH11
DA16 DB03

* NOTICES *

JPO and INPI are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
- 2.*** shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

CLAIMS

[Claim(s)]

[Claim 1]A medical image processor comprising:

A memory measure fault picture information of analyte was remembered to be.
A parameter setting means for setting a parameter of a desired organization of analyte.
Three-dimensional-coordinates distribution map means forming which reads fault picture information corresponding to a parameter set by said parameter setting means from said memory measure, forms a three-dimensional-coordinates distribution map of information value of this read fault picture information, and is displayed on a displaying means.

[Claim 2]Said parameter setting means as a desired parameter with information value of a tube structure organization. Set up a pipe direction vector which shows a direction in which a tube structure organization is formed, and said three-dimensional-coordinates distribution map means forming, as opposed to a pipe direction vector set up by said parameter setting means — abbreviated — said information value of each vertical field being incorporated from a memory measure, and, The medical image processor according to claim 1 forming a three-dimensional-coordinates distribution map showing a position and wall thickness on a tube structure organization based on information value of this tube structure organization that was in confusion.

[Claim 3]Said parameter setting means with a pipe direction vector which shows information value of a tube structure organization, and a direction in which a tube structure organization is formed as a desired parameter. Set up a predicted value of a tube diameter of a tube structure organization, and said three-dimensional-coordinates distribution map means forming, as opposed to a pipe direction vector set up by said parameter setting means — abbreviated — said information value of each vertical field being incorporated from a memory measure, and, The medical image processor according to claim 1 forming a three-dimensional-coordinates distribution map showing a position and wall thickness on a tube structure organization based on information value of a tube structure organization which incorporated from said memory measure in a circle corresponding to a predicted value of said tube diameter centering on an intersection of each vertical plane and a pipe direction vector.

[Claim 4]Said parameter setting means as a desired parameter Information value of a tube structure organization, And set up the starting point and a terminal point which show the range of a tube structure organization which forms a three-dimensional-coordinates distribution map, and said three-dimensional-coordinates distribution map means forming, Between the starting points and terminal points which were set up by said parameter setting means is connected with one or more pipe direction vectors, as opposed to each of this pipe direction vector — abbreviated — the medical image processor according to claim 1 incorporating said information value of each vertical field from a memory measure, and forming a three-dimensional-coordinates distribution map showing a position and wall thickness on a tube structure organization based on information value of this tube structure organization that was in confusion.

[Claim 5]The medical image processor according to claim 4, wherein said three-dimensional-

coordinates distribution map means forming connects with one or more pipe direction vectors in alignment with the center of a tube structure organization between the starting points and terminal points which were set up by said parameter setting means.

[Claim 6]A medical image processor given [among claims 1 – claims 5, wherein two or more fault picture information memorized by said memory measure is the X-ray CT picture information formed by photography in an X-ray CT scanner] in any 1 paragraph.

[Translation done.]

* NOTICES *

JPO and INPIT are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.

2.**** shows the word which can not be translated.

3.In the drawings, any words are not translated.

DETAILED DESCRIPTION

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[Field of the Invention]Based on the three-dimensional volume data of the analyte photoed, for example by tomogram photographing instruments, such as an X-ray CT scanner and a nuclear magnetic resonance apparatus (MRI device), this invention, It is related with the medical image processor which attained facilitating of discovery of an organization abnormal part, etc. by displaying the three-dimensional-coordinates distribution map in which providing in the diagnostic imaging system etc. which display three-dimensional pictures, such as a tube structure organization, and showing the wall thickness especially according to the position of the tube structure organization about a suitable medical image processor.

[0002]

[Description of the Prior Art]Before, it irradiates with X-rays from the external circumference of the patient who is analyte, the X-rays which penetrated this analyte are detected, it transposes to an electrical signal, and the X-ray CT scanner which builds a living body's cross section image is used in the field of diagnosis by carrying out reconstruction processing of that replaced electrical signal.

[0003]Originally, although the cross section image acquired by this X-ray CT scanner is only a two-dimensional image, Move the section of the analyte which irradiates with X-rays little by little, and two or more cross section images are generated, The method that three dimensional image information is acquired by interpolating the data between the cross section images which adjoin among the cross section images of these plurality, respectively, and the bed where analyte rode to compensate for the exposure of the X-rays from the external circumference of analyte by carrying out parallel movement. It irradiates with X-rays spirally to the analyte concerned, and the method of making three dimensional image information from the electrical signal which detected the transmission X ray from the analyte, etc. are put in practical use. In addition, the method of making three dimensional image information is also proposed by not moving the analyte section side which irradiates with X-rays, using the two-dimensional X-ray detector which has distribution in the body axis direction of analyte, and detecting the X-rays which penetrated analyte with the two-dimensional detector concerned in two dimensions.

[0004]Based on the electrical signal which detected and generated the transmission X ray of these analytes, processing which creates three dimensional image information by the data interpolation between cross section images is an arithmetic unit (although carried out using CPU). It is possible for the processing time which these operations take to be shortened, to create immediately the three dimensional image information from the viewpoint for which an operator (an engineer and a medical practitioner) wishes, and to make it display on a monitoring device by rapid development of computer technology in recent years.

This is called "a fly through display" and is put in practical use.

By using this fly through display, the three dimensional image of the inside of the body caught with the view of the fly which flies so to speak can be displayed.

[0005]Specifically, the diagnostic imaging system which performs this fly through display has the composition shown in drawing 7. In this drawing 7, X-ray tube 52 and circular X-ray detector 54

rotate centering on the body axis of the analyte (patient) 53, where the physical relationship which carries out for relativity is maintained.

The X-ray generation control section 51 carries out the exposure drive of X-ray tube 52 by the tube voltage (kV) and tube current (mA) according to a setting input value from the operator by the operation input section which is not illustrated.

Under the present circumstances, the bed 55 in which the analyte 53 was laid to compensate for the exposure of X-rays is moved to a body axis direction. By this, exposure of X-rays will be spirally performed to the analyte 53 (helical scan).

[0006]X-ray detector 54 detects the X-rays which penetrated the analyte 53, transposes this to an electrical signal, and supplies this to the collecting part 56. The collecting part 56 collects the electrical signals supplied from X-ray detector 54 as projection data, and supplies this to the data storage part (database) 58 and the reconstitution processing part 59 via the main memory part 57. The main memory part 57 memorizes temporarily the data etc. which were read from projection data and the data storage part 56 under present photography, and the data storage part 56 saves the cross section image data reconstructed based on two or more past projection data and this projection data.

[0007]Based on the projection data memorized by the main memory part 57 or the data storage part 58, the reconstitution processing part 59, For example, image reconstruction of the cross section image of the arbitrary cross section positions specified based on what is called a filtered back projection method using a convolution filter is carried out, and this is supplied to the indicator 61 and the data storage part 58. The cross section image of arbitrary cross section positions will be displayed on the indicator 61 by this, and it will be stored in the data storage part 58.

[0008]Next, when diagnosing by fly through display, the start indication of the fly through display by an operator is made from the operation input section which is not illustrated, and the cross section image data stored in the data storage part 58 by this is incorporated into the main memory part 57 as three dimensional image information. If the designation input of the arbitrary viewpoint and sight line directions is done by the operator from an operation input section, the fly through treating part 60 will create a three dimensional image as incorporated required data from the main memory part 57 and shown in drawing 8 in the viewpoint and sight line direction this specified, and will display it on the indicator 61.

[0009]Then, when a movement instruction input is made from an operator, with the pointing devices (for example, mouse ***** etc.) on an operation input section which are not illustrated the fly through treating part 60, Synchronizing with this, required data is incorporated from the main memory part 57, a new three dimensional image is created immediately, and the picture on the indicator 61 is indicated by updating. By this, on the display screen of the indicator 61, movement of a viewpoint and a look is made according to the movement instruction input, and a fly through display which was seen from the viewpoint of the fly which flies in the inside of the lumen in analyte will be realized.

[0010]

[Problem(s) to be Solved by the Invention] However, since the fly through display is aimed at displaying the picture of the organization chart side caught in three dimensions from one arbitrary viewpoint as shown in drawing 8, The position information on cross section images, such as thickness of an organization obtained from the two-dimensional picture in the conventional medical image processor, is still the nearest two-dimensional section (picture most before the fly through three dimensional image currently displayed.) to a viewpoint. picture of the tube cross section shown with the slash in drawing 8. ***** — **** — information was not acquired but the three dimensional information about these had the problem that it could not display on the display screen of the indicator 61 simultaneously.

[0011] a most case — the thickness of a tube structure organization — which position — abbreviated ** — if it has the same thickness and a lesion part exists — the thickness of the lesion portion — for example, condition, such as becoming thick, appears. Therefore, if the wall thickness of each position which met in the direction in which the tube structure organization is formed can be displayed collectively, it can be made easy to recognize a lesion portion and to

discover, and can contribute to the diagnostic imaging in a medical practitioner etc. greatly. [0012] This invention is made from such a technical problem and a viewpoint, displays the specified three-dimensional-coordinates distribution map of a parameter, and aims at offer of the medical image processor which can contribute to diagnosis of a tube structure organization etc.

[0013]

[Means for Solving the Problem] A medical image processor concerning this invention is provided with the following.

A memory measure fault picture information of analyte was remembered to be as above-mentioned. The means for solving a technical problem.

A parameter setting means for setting a parameter of a desired organization of analyte

Distribution map means forming which reads fault picture information corresponding to a parameter set by said parameter setting means from said memory measure, forms a three-dimensional-coordinates distribution map of information value of this read fault picture information, and is displayed on a displaying means.

[0014]Fault picture information by which a medical image processor concerning such this invention was photoed, for example with an X-ray CT scanner in a memory measure, and fault picture information photoed with an MRI device are memorized. A user specifies a tube structure organization as a desired parameter, using a parameter setting means. Specifically, this parameter serves as a proton value of a tube structure organization, when fault picture information which serves as a CT valve of a tube structure organization when fault picture information memorized by memory measure is photoed with an X-ray CT scanner, and is memorized by memory measure is photoed with an MRI device.

[0015]If a parameter is specified, for example, distribution map means forming is the information value of fault picture information corresponding to that parameter, fault picture information of said CT valve will be read from a memory measure, a three-dimensional-coordinates distribution map of a CT valve of this read fault picture information will be formed, and it will be displayed on a displaying means.

[0016]Three-dimensional-coordinates distribution maps which were along a formation direction of a tube structure organization, for example, such as thickness, can be displayed on a displaying means by this, and it can contribute to diagnosis of a tube structure organization etc. in a medical practitioner etc. etc.

〔0017〕

[Embodiment of the Invention] It explains in detail, referring to drawings for the desirable embodiment of the medical image processor concerning this invention hereafter.

[0018][A 1st embodiment]

[Composition of a 1st embodiment] The medical image processor concerning this invention is applicable to an X-ray CT system as shown, for example in drawing 1. The X-ray CT system used as a 1st embodiment of this invention is provided with the following.

X-ray tube 3 which is a system provided with the X-ray CT scanner called what is called the third generation, and rotates the inside of rotary frame centering on the body axis of the analyte 2 laid in the bed 1 where the physical relationship which carries out for relativity is held, and circular X-ray detector 4.

The X-ray generation control section 5 which drives X-ray tube 3 by the tube voltage (kV) and tube current (mA) which were specified by the operator (an engineer and a medical practitioner).

[0019]This X-ray CT system is provided with the following.

The collecting part 6 which collects the projection data formed with X-ray detector 4.

The main memory part 7 which memorizes the projection data under present photography, etc. temporarily.

The data storage part 8 which saves two or more past projection data and cross section image data.

The reconstitution processing part 9 which reconstructs a cross section image by the filtered

back projection method based on the projection data memorized by the main memory part 7 and the data storage part 8.

[0020] This X-ray CT system is provided with the following.

Based on the cross section image data memorized by the main memory part 7, by the fly through treating part 12 which forms the three dimensional image for a fly through display, and an operator, for example, when the wall thickness of a tube structure organization is specified as a parameter, The image processing portion 10 provided with the wall-thickness display processing part 13 which forms the three-dimensional-coordinates distribution map of wall thickness based on the cross section image data memorized by the main memory part 7.

The indicator 11 which displays a fault picture, a fly through picture, a three-dimensional-coordinates distribution map of wall thickness, etc. which were photoed.

The operation input section 14 for performing specification of the tube voltage of X-ray tube 3, setting out of tube current, a fly through display, or a three-dimensional-coordinates distribution display, the input of the parameter which performs a three-dimensional-coordinates distribution display, etc.

[0021] The X-ray detector for a single slice which has the detector row of one row which installed the X ray detector in the slice direction which aims to intersect perpendicularly with the body axis of the analyte 3 side by side, and was formed in it as X-ray detector 4, It may be made to use any of the X-ray detector for a multi-slice which have said detector row by plural lines in a body axis direction.

[0022] [Operation of a 1st embodiment] Next, explanation of the X-ray CT system of 1st embodiment concerned that has such composition of operation is given.

[0023] [Usual photography and display action] When it comes to the time of photography of the part of a request of the analyte 2, first X-ray tube 2, This analyte 3 is irradiated with X-rays, driving by the tube voltage (kV) and tube current (mA) which were set up by the operator via the operation input section 14 by the X ray generation control section 1, and rotating centering on the body axis of the analyte 2 on the bed 1. At this time, the bed 1 is moved to the body axis direction of the analyte 3 to compensate for the exposure of X-rays. Circular X-ray detector 4 which rotates while holding the physical relationship which carries out for relativity to X-ray tube 2 on both sides of the analyte 3 detects the X-rays which penetrated the analyte 3, and changes them into the projection data which is an electrical signal. By this, the projection data corresponding to the X-rays by which exposure was spirally carried out to the analyte 3 will be formed with X-ray detector 4 (helical scan). The projection data formed with X-ray detector 4 of this helical scan is supplied to the collecting part 6, and is collected.

[0024] Although it supposes that projection data is collected using the helical scan which takes a photograph by moving the bed 1 continuously in this example, this moves the bed 1 intermittently and may be made to collect one-rotation projection data at a time.

[0025] The projection data collected by the collecting part 6 is supplied to the reconstitution processing part 9 while it is stored in the data storage part 8 via the main memory part 7. The reconstitution processing part 9 performs image reconstruction processing based on the projection data memorized by the main memory part 7 or the data storage part 8, forms the cross section image of the part specified by the operator, supplies this cross section image data to the data storage part 8, and it supplies it to the indicator 11. By this, cross section image data will be stored in the data storage part 8, and the cross section image corresponding to this cross section image data will be displayed on the indicator 11.

[0026] If a fly through display is specified by a (fly through display action), next the operator via the operation input section 14, the cross section image data stored in the data storage part 8 will be incorporated into the main memory part 7 as three dimensional image information. The fly through treating part 12 of the image processing portion 10, Required data is incorporated from the main memory part 7, the three dimensional image in arbitrary viewpoint and sight line directions in which input setting was done by the operator via the operation input section 14, or the viewpoint and sight line direction specified as a default value is created, and this three

dimensional image is displayed on the indicator 11.

[0027]Next, if the movement instruction input for moving a viewpoint and a look on the indicator 11 with the pointing devices (for example, mouse device etc.) etc. which are formed in the operation input section 14 from the operator is made, The fly through treating part 12 incorporates required data from the main memory part 7 synchronizing with this, creates a new three dimensional image immediately, and updates the picture on the indicator 11. By this, on the display screen of the indicator 11, according to the movement instruction input, the display of the three dimensional image corresponding to movement of a viewpoint and a look is made, and a fly through display which was seen from the viewpoint of the fly which flies in the inside of the lumen in the analyte 3 will be realized.

[0028]If a three-dimensional-coordinates distribution display is specified by a (three-dimensional-coordinates distribution display action), next the operator via the operation input section 14 and the input of a predetermined parameter is made, based on this inputted parameter, the image processing portion 10 will create a three-dimensional-coordinates distribution map, and will display this on the indicator 11.

[0029]While displaying the three dimensional image of the tube structure organization in the analyte 3, to know the wall thickness of the tube structure organization by the above-mentioned fly through display concrete, for example an operator, The operation input section 14 is operated and the CT valve of the direction (pipe direction vector) and tube structure organization where the viewpoint of the tube structure organization and a pipe are extended as shown in drawing 2 is inputted as said parameter. In order that a CT valve may show a peculiar value which is different through a bone, a blood vessel, etc., respectively, it will input the CT valve of a tube structure organization in this case.

[0030]If the input of this parameter is made, the wall-thickness display processing part 13 will incorporate the information on a field vertical to the direction in which a pipe is extended from a viewpoint from the main memory part 7, and will ask for the width (wall thickness) which the setting-out CT valve in each vertical plane has by an operation at a given angle. That is, as shown in drawing 3, based on a CT valve, it asks for thickness d of a tube wall in theta=0~360 degrees in all respects vertical to a pipe direction vector. And as shown in drawing 4, the position corresponding to the direction in which each angle and a pipe are extended, and the three-dimensional-coordinates distribution map which expressed the width (wall thickness) of the CT valve on three dimensional coordinates are created, and this is displayed on the indicator 11.

[0031]Thereby, the operator can bundle up the tube wall in each position of a tube structure organization made into the purpose with the three-dimensional-coordinates distribution map displayed on the indicator 11, and can grasp it. For this reason, when the portion which shows an unusual value, for example compared with other parts of the same organization is contained, discovery of this is enabled easily and it can contribute greatly to facilitating of the diagnostic imaging in a medical practitioner etc.

[0032][A 2nd embodiment] Next, a 2nd embodiment of this invention is described. Although the X-ray CT system of a 1st above-mentioned embodiment performed the three-dimensional-coordinates distribution display of wall thickness based on the CT valve of the viewpoint and pipe direction vector which were inputted as a predetermined parameter, and a tube structure organization, The X-ray CT system of this 2nd embodiment, By performing the three-dimensional-coordinates distribution display of wall thickness based on a viewpoint, a pipe direction vector, the CT valve of a tube structure organization, and "the predicted value of the tube diameter of a tube structure organization." Even when the tube structure organization by two or more same organizations exists in the same flat surface, the display of the three-dimensional-coordinates distribution map of the wall thickness of a tube structure organization made into the purpose is enabled correctly. By the 1st above-mentioned embodiment and this 2nd embodiment, since only these points differ, suppose that only explanation of this difference is given and duplication explanation is omitted hereafter.

[0033]That is, in the X-ray CT system of this 2nd embodiment, an operator inputs the predicted value of the tube diameter of the tube structure organization which displays a three-

dimensional-coordinates distribution map by operating the operation input section 14 with the CT valve of a viewpoint, a pipe direction vector, and a tube structure organization as shown in drawing 5.

[0034] The image processing portion 10 will incorporate the information on a field vertical to a pipe direction vector from the main memory part 7, if the input of each of this parameter is performed. It asks for the width which said set-up CT valve in the circle made by the predicted value of a tube diameter each vertical plane and centering on the intersection of a pipe direction vector has by an operation at a given angle. And as shown in drawing 4, the three-dimensional-coordinates distribution map showing the position in the direction in which each angle and a pipe are extended, and the width (wall thickness) of a CT valve is created, and it displays on the indicator 11.

[0035] Thereby, the operator can bundle up the wall thickness in each position of a tube structure organization made into the purpose with the three-dimensional-coordinates distribution map displayed on the indicator 11, can grasp it, and can acquire the same effect as the X-ray CT system of a 1st above-mentioned embodiment. Since he is trying to set up the predicted value of a tube diameter beforehand, even when the tube structure by two or more same organizations exists in the same flat surface, the three-dimensional-coordinates distribution map of the wall thickness of a tube structure organization made into the purpose can be displayed correctly.

[0036] [A 3rd embodiment] Next, a 3rd embodiment of this invention is described. The X-ray CT system of each above-mentioned embodiment creates the three-dimensional-coordinates distribution map showing wall thickness based on the field which inputs a pipe direction vector linear as one of the parameters, and becomes vertical to this pipe direction vector. For this reason, if a tube structure organization is crooked, it will become difficult to set a linear pipe direction vector to that crooked part correctly, and it will interfere with the accuracy of the three-dimensional-coordinates distribution map created.

[0037] The X-ray CT system of this 3rd embodiment, If the starting point and the terminal point of a tube structure organization which create a three-dimensional-coordinates distribution map are set up, By setting up automatically two or more linear pipe direction vectors which connect between this starting point and terminal points, and creating a three-dimensional-coordinates distribution map based on each vertical plane corresponding to each of this pipe direction vector, respectively. Even when the tube structure organization is crooked, a pipe direction vector is set up correctly and creation of an exact three-dimensional-coordinates distribution map is enabled. By each above-mentioned embodiment and this 3rd embodiment, since only these points differ, suppose that only explanation of this difference is given and duplication explanation is omitted hereafter.

[0038] Namely, in the X-ray CT system of this 3rd embodiment. Display setting is carried out so that an operator may operate the operation input section 14 and the above-mentioned center of the pipe of a tube structure organization by which it is indicated by fly through may be located focusing on the display screen of the indicator 11, and the starting point of the tube structure organization which performs a three-dimensional-coordinates distribution display, and the CT valve of a tube structure organization are set up. And a pointing device etc. are operated, by the same operation as view point movement fly through [above-mentioned], as shown in drawing 6, a display center is moved in accordance with the direction in which a tube structure organization is formed, and a terminal point is set up in a desired part.

[0039] If setting out of this starting point and a terminal point is made, as for the wall-thickness display processing part 13, between from this starting point to a terminal point will be connected with two or more linear pipe direction vectors which pass along the center of a tube structure organization. That is, the wall-thickness display processing part 13 forms first the linear pipe direction vector which passes along the center of a tube structure organization from the starting point, as shown in drawing 6, but when the tube structure organization is crooked, the tip of this linear pipe direction vector will run against a tube wall. If the tip of a pipe direction vector runs against a tube wall, the wall-thickness display processing part 13 will make the position on a center just before this pipe direction vector separates from the center of a tube structure

organization the starting point of a new pipe direction vector, and will form a new pipe direction vector in accordance with the center of a tube structure organization from this new starting point. And between from the starting point to [repeating this operation from said starting point to a terminal point, and performing it] a terminal point is connected with two or more linear pipe direction vectors which pass along the center of a tube structure organization. Thereby, when the tube structure organization is crooked, a pipe direction vector can be set up corresponding to this shape.

[0040]Next, as the slash in drawing 6 shows, the wall-thickness display processing part 13 about each field vertical to each pipe direction vector. It asks for the width of the set-up CT valve by an operation at each [centering on each pipe direction vector] given angle like a 1st above-mentioned embodiment, the three-dimensional-coordinates distribution map (refer to drawing 4) which expressed the position on each angle and a course and the width (wall thickness) of the CT valve on three dimensional coordinates is created, and this is displayed on the indicator 11.

[0041]Thereby, when the tube structure organization is crooked, the operator can bundle up the tube wall in each position of a tube structure organization made into the purpose with the three-dimensional-coordinates distribution map displayed on the indicator 11, can grasp it, and can acquire the same effect as the X-ray CT system of a 1st above-mentioned embodiment.

[0042]Only by moving a viewpoint along with the shape of a tube structure organization by fly through display, and setting up a terminal point after starting point setting out, in a desired part, Since two or more linear pipe direction vectors are automatically set up between this starting point and a terminal point, even when the tube structure organization is crooked, a pipe direction vector can be set up correctly. Therefore, the three-dimensional-coordinates distribution map created can also be made exact from the pipe direction vector set up being exact.

[0043]Although we decided to connect between from the starting point to a terminal point with two or more linear pipe direction vectors which pass along the center of a tube structure organization in explanation of this 3rd embodiment, When this runs against the tube wall of a tube structure organization, a linear pipe direction vector, The part on this tube wall that ran is made into the new starting point of a new pipe direction vector, and it may be made to connect with a pipe direction vector between from said starting point to [repeating the operation which forms the new pipe direction vector which passes along the center of a tube structure organization from this new starting point, and performing it] a terminal point.

[0044]In this case, although vertical planes [each] formed based on the pipe direction vector of a before [a tube wall] will become inaccurate somewhat and it will be somewhat inferior from the position which separated from the center of the tube structure organization also in respect of the accuracy of the three-dimensional-coordinates distribution map of wall thickness, Since between from the starting point to a terminal point can be connected with a pipe direction vector at high speed on the other hand, the high-speed display of this three-dimensional-coordinates distribution map can be enabled. Therefore, the X-ray CT system concerned can be made more useful by making both selectable by an operator by the case where the accuracy of a three-dimensional-coordinates distribution map is needed, and the case where the high-speed display of a three-dimensional-coordinates distribution map is needed.

[0045]So that clearly from the above explanation the X-ray CT system of each embodiment of this invention, By creating and displaying from a viewpoint the distribution map of the CT valve of information which wants to know a tube wall etc. to the tube structure in the living body of the intestines and blood vessel which are made into the purpose from the three dimensional image information stored in the data storage part 8 about each section of a pipe, Namely, by adopting the method of presentation which displays the direction of tissue density on the same plane as a parameter on the basis of an organization chart side for the three-dimensional information acquired there taking advantage of the advantage of volume CT which can collect three-dimensional information at high speed, In the former, it becomes possible to grasp spatially the organization cross section information which was able to be caught only in one certain section, and can make it possible to catch the thickening states (blood vessel wall etc.) of an organization and the tissue degeneration state of a lesion part without a usually rapid thickness change as compared with a circumference organization. For this reason, the operator (an

engineer and a medical practitioner) can find out easily that the portion which shows an unusual value compared with other parts of the same organization is contained, and it becomes possible to perform exact diagnostic imaging easily.

[0046]Although we decided to apply the medical image processor concerning this invention to an X-ray CT system in explanation of each above-mentioned embodiment, this may be applied to other tomogram photographing instruments, such as a nuclear magnetic resonance apparatus (MRI device). In this case, a proton value will be inputted instead of said CT value as a parameter.

[0047]Finally, each above-mentioned embodiment is an example of the application gestalt of this invention. Therefore, if this invention is a range which does not deviate from the technical idea concerning this invention, without being limited to each above-mentioned embodiment, it is needless to say for various change to be possible according to a design etc.

[0048]

[Effect of the Invention]The medical image processor concerning this invention can display the specified three-dimensional-coordinates distribution map of a parameter. For this reason, the lesion part in which the thickness distribution of a tube structure organization is displayed, for example, and thickness differs from others can be made easy to discover, and it can contribute to a medical practitioner's diagnostic imaging greatly.

[Translation done.]

* NOTICES *

JPO and INPI are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

- 1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
- 2.**** shows the word which can not be translated.
- 3.In the drawings, any words are not translated.

DESCRIPTION OF DRAWINGS

[Brief Description of the Drawings]

[Drawing 1]It is a block diagram of the X-ray CT system used as a 1st embodiment that applied the medical image processor concerning this invention.

[Drawing 2]In the X-ray CT system of said 1st embodiment, it is a figure for explaining each parameter of the CT valve of a viewpoint, a pipe direction vector, and a tube structure organization inputted in order to display the three-dimensional-coordinates distribution map of wall thickness.

[Drawing 3]It is a figure for explaining each parameter of the CT valve of said viewpoint, a pipe direction vector, and a tube structure organization.

[Drawing 4]It is a figure showing the three-dimensional-coordinates distribution formed and displayed based on said each parameter.

[Drawing 5]In the X-ray CT system used as a 2nd embodiment of this invention, it is a figure for explaining each parameter of the CT valve of the viewpoint, pipe direction vector, and tube structure organization which input in order to display the three-dimensional-coordinates distribution map of wall thickness, and the predicted value of a tube diameter.

[Drawing 6]In the X-ray CT system used as a 3rd embodiment of this invention, it is a figure showing the viewpoint and terminal point which are inputted in order to display the three-dimensional-coordinates distribution map of wall thickness.

[Drawing 7]It is a block diagram of the conventional X-ray CT system which realizes a fly through display.

[Drawing 8]It is a figure showing the tube structure organization where it was indicated by fly through.

[Description of Notations]

1 — An X-ray detector, 5 / — An X ray generation control section, 6 / — A collecting part, 7 / — A main memory part, 8 / — A data storage part, 9 / — A reconstitution processing part, 10 / — An image processing portion, 11 / — An indicator, 12 / — A fly through treating part, 13 / — A wall-thickness display processing part, 14 / — Operation input section] — A bed, 2 — Analyte, 3 — An X-ray tube, 4

[Translation done.]